

계단 오르기 동작과 평지 보행과의 운동형상학적 및 운동역학적 비교 분석

연세대학교 의과대학 재활의학교실 및 재활의학연구소

김덕용 · 박창일 · 장용원 · 박사윤

= Abstract =

Kinematic and Kinetic Comparison between Stair Climbing and Level Walking

Deog Young Kim, M.D., Chang-il Park, M.D., Yong Won Jang, M.D. and Sa Yun Park, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine and Research Institute of Rehabilitation Medicine,
Yonsei University College of Medicine

Objective: The aims of this study were to investigate the characteristics of stair climbing through the comparison between the stair climbing and level walking, and to present the standard values of stair climbing.

Method: Twenty healthy young adults were recruited. The kinematic and kinetic data of level walking and stair climbing on the specially designed stair were obtained through 3 dimensional motion analyzer (Vicon 370 system) with the force plate.

Results: The sagittal range of motion of all examined joints at stair climbing was significantly increased compared as at level walking ($p < 0.05$). The maximal flexion angle at swing phase of all examined joints were significantly increased at stair climbing compared than at level walking ($p < 0.05$). At loading response, the kinetic data showed the significant differences between stair climbing and level walking. The time when the maximal extensor moment of knee developed was significantly earlier than when that of hip developed ($p < 0.05$).

Conclusion: As a results, we found that stair climbing was different from level walking and had the unique pattern in the kinematic and kinetic aspect. The motion analysis of stair climbing may be useful to the further studies.

Key Words: Gait analysis, Stair climbing

서 론

계단 오르는 일상생활 동안 흔히 일어나는 동작으로 보행 훈련 시 필수적인 요소로 계단 오르기 동

접수일: 2001년 8월 7일, 게재승인일: 2001년 10월 9일
교신저자: 장용원

작에 대한 체계적인 이해는 하지의 기능을 분석하고, 하지기능에 영향을 미치는 여러 질환의 역학적 병인을 연구하는데 필수적이다.²³⁾ 특히, 슬관절염 환자의 경우 계단 오르기에 어려움을 호소하는 경우가 많고 뇌졸중, 뇌성마비를 포함한 중추신경계 질환 등 여러 질환에서 계단 오르는 매우 어렵고 힘든 동작 중의 하나이다. 계단 오르기 동작 분석은 슬관

절염을 포함한 계단 오르기 동작 수행에 장애를 초래하는 질환을 가진 환자의 특징을 분석하고 치료효과에 대한 평가를 하는데 필수적이며, 또한 계단 오르기 동작의 특징 및 그 역학관계의 이해를 통해 향후 하지관절 대치술이나 하지의 지 제작 디자인의 기준을 결정하는데 매우 중요하다.³⁾ 이러한 측면에서 계단 오르기 동작에 대한 객관적인 정상인의 자료가 필요함에도 불구하고 아직까지 평지 보행 연구에 비해 이에 대한 보고가 거의 없는 실정이다. 몇몇 연구자에 의한 연구^{3,9,12-14,24)}는 계단 오르기 동작의 특징을 이해하는데는 도움이 되나 표준화된 정상치를 제시하고 있지 않으며, 지금까지의 연구^{3,9,12-14,24)}가 외국 연구자에 의해 연구되어 대부분 계단의 높이가 우리 나라의 표준적인 계단 높이와는 다르고, 계단 높이에 따라 계단 오르기 동작에 변화가 있다는 Livingston 등¹²⁾의 보고를 참조해 볼 때 우리 나라에 적용하는데 어려움이 있다.

이에 본 연구에서는 20명의 건강한 성인을 대상으로 하여 우리 나라 표준 계단을 제작하여 평지 보행과 계단 오르기 동작을 삼차원 동작분석기를 이용하여 시상면에서의 운동형상학 및 운동역학적 측면에서의 비교 분석을 통해 계단 오르기 동작의 특성을 알아보고, 그 정상치를 제시함으로써 향후 여러 질환의 특징 및 치료효과 평가에 도움을 주고자 한다.

연구대상 및 방법

1) 연구대상

20명의 20대에서 30대의 건강한 성인 남자를 대상으로 하였고 특히, 현재 근골격계나 신경계의 질환을 앓고 있거나 과거에 그러한 병력이 있는 지를 면담이나 이학적 검사를 실시하여 이러한 질환이 의심되는 경우는 본 연구에서 제외하였다. 또한 보행 양상은 성별이나 연령에 의해 영향을 받을 수 있으므로,¹⁶⁾ 상기 기술한 바와 같이 20~30대 성인 남자로서 연구대상을 국한하였다. 피검자의 키는 평균 173.0 cm였으며 몸무게는 평균 71.6 kg이었고 평균 연령은 27.2세였다.

2) 연구방법

계단 오르기 동작 및 평지 보행 분석은 3차원 보행분석기인 Vicon 370 Motion Analysis System (Oxford

Metrics Inc, Oxford, U.K.)을 이용하여 운동형상학적 지표와 운동역학적 지표의 변화를 분석하였다. Vicon 370 Motion Analysis System는 6개의 적외선 카메라와 숨겨져 있는 힘판(Kistler Inc, USA)을 내장하고 있어 수동표식자의 움직임과 힘판에 전해진 지면반발력을 측정하여 각 관절의 운동형상학 및 운동역학적 분석을 할 수 있는 장치로 본 연구에서는 먼저 적외선 카메라 및 힘판에서 발생할 수 있는 오차를 줄이기 위해 영점 교정(calibration)을 시행하였다.

피검자는 Vicon protocol에 따라 기립 정지 상태에서 췌 등¹⁾이 보고한 바와 같이 13개의 표식자를 부착하고 계단 오르기와 평지 보행 순서는 무작위로 정하였으며 동일한 날짜, 동일한 시간에 시행하여 표식자 오류 등을 최대한 배제하고자 하였다. 평지 보행은 우선 8미터 길이의 보도를 수 차례 걷게 하여 자연스러운 보행을 유도한 후 검사하는 동안은 최소한 10차례 이상의 보행을 시도하여 분석하였다. 계단 오르기 동작은 특수 제작한 계단을 이용하여 수 차례 계단을 오르내리게 하여 자연스러운 계단 오르기 동작을 유도한 후 검사하는 동안은 최소한 10차례 이상 시행하여 분석하였다.

계단은 우리 나라 주택건설기준 등에 관한 규정 제 16조 1항에 제시된 계단의 규격²⁾을 참조하여 한 계단의 높이가 15 cm이고 길이는 28 cm, 폭은 100



Fig. 1. Climbing on specially designed stair.

cm로 제작하여 이를 4개의 계단으로 구성하였고, 맨 밑 하단은 일부 절단하여 힘판에 영향을 주지 않도록 제작하였다(Fig. 1). 계단 오르기 동작은 동작분석실 바닥의 높이 15 cm되는 밑 여유 공간에서 시작하여 계단 최상위 계단까지 양하지가 엇갈리게 올라가 양측 발이 동일한 계단을 밟지 않도록 하여 시행하였고, 힘판은 최하위 계단 밑에 위치하게 하였고 피검자에게 그 위치를 가르쳐 주지 않았다. 계단 오르기 동작 시작점은 한발이 계단의 표면에 닿았을 때로 정하였고 계단 오르기 동작의 종료점은 그 발이 상위의 계단의 표면에 닿았을 때로 정하여 시행하였다. Vicon 370 Motion Analysis System을 통해 얻어진 자료 중 힘판을 정확히 밟은 자료를 선택하여 각 보행 주기에 따른 시상면에서의 운동형상학적 지표와 운동역학적 지표를 VCM software를 이용하여 구하였다.

3) 통계 처리

통계분석은 SPSS 10.0 for window version을 이용하였고 계단 오르기 동작과 평지 보행 간의 운동형

상학적, 운동역학적 지표는 paired t-test를 이용하여 분석하였다. p value가 0.05 미만인 것을 통계학적으로 유의 있는 것으로 정하였다.

결 과

1) 운동형상학적 지표 비교

(1) 골반: 계단 오르기 동작시 시상면에서의 골반 운동범위는 평균 4.08 도로 평지 보행시의 평균 3.22 도와 비교하여 큰 차이를 관찰할 수 없었으나, 보행

Table 1. Comparison of Kinematic Data of Pelvis in Sagittal Plane

Kinematic parameter	Stair climbing	Level walking
ROM ¹⁾ (°)	4.08±1.69	3.22±1.42
Mean anterior tilt angle (°)	14.30±4.39*	8.12±4.49

Values are mean±S.D.

1. ROM: Range of motion

*p<0.05

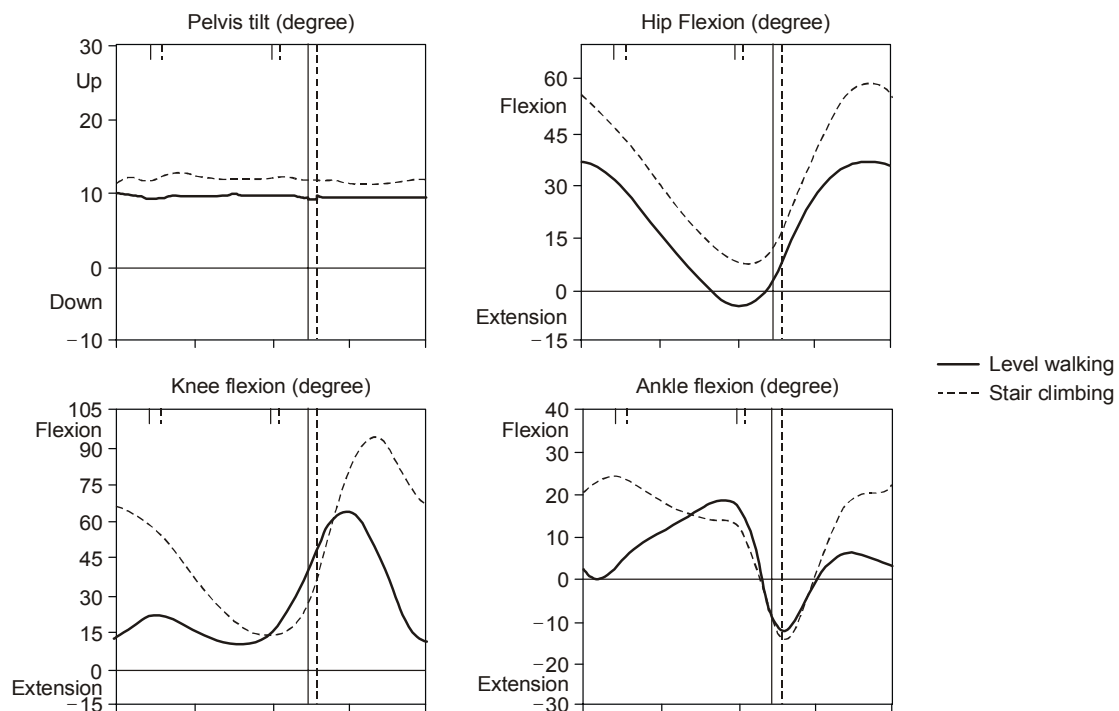


Fig. 2. Comparison of sagittal kinematic data of pelvis, hip, knee and ankle between stair climbing and level walking.

주기 동안의 평균 골반 전경사 각도는 계단 오르기 동작시 14.30도로 평지 보행시의 평균 골반 전경사 각도인 8.12도에 비해 통계학적으로 유의 있게 전경사되어 있었다($p < 0.05$)(Table 1, Fig. 2).

(2) **고관절:** 계단 오르기 동작시 고관절의 시상면에서의 운동범위는 평균 51.85도로 평지 보행시의 평균 42.09도에 비해 통계학적으로 유의 있게 증가되어 있었으며, 초기 접지시의 고관절 굴곡 각도, 입각기 동안의 최소 고관절 굴곡 각도, 유각기 동안의 최대 고관절 굴곡 각도 모두에서 평지 보행에 비해 계단 오르기 동작시 통계학적으로 유의 있게 증가되어 전 보행주기 동안 계단 오르기 동작시 평지 보행에 비해 굴곡되어 있었다($p < 0.05$)(Table 2, Fig. 3). 또한 입각기 동안의 최소 고관절 굴곡이 일어나는 시기는 계단 오르기 동작시 평균 57.90%로 평지 보행시 평균 55.90%에 비해 통계학적으로 유의 있게 늦게 나타났고, 유각기 동안의 최대 고관절 굴곡이

일어나는 시기는 계단 오르기 동작시 평균 94.74%로 평지 보행시 평균 99.05%에 비해 통계학적으로 유의 있게 빠르게 나타났다($p < 0.05$)(Table 2, Fig. 2).

(3) **슬관절:** 계단 오르기 동작시 슬관절의 시상면에서의 운동범위는 평균 80.59도로 평지 보행시의 평균 54.24도에 비해 통계학적으로 유의 있게 증가되어 있었으며, 초기 접지시의 슬관절 굴곡 각도, 입각기 동안의 최소 슬관절 굴곡 각도, 유각기 동안의 최대 슬관절 굴곡 각도 모두에서 평지 보행에 비해 계단 오르기 동작시 유의 있게 증가되어 전 보행주기 동안 계단 오르기 동작시 평지 보행에 비해 굴곡되어 있었다($p < 0.05$)(Table 3, Fig. 2). 그리고 입각기 동안의 최소 슬관절 굴곡 각도를 보이는 시기는 계단 오르기 동작시 평균 51.79%로 평지 보행시 평균 42.11%에 비해 통계학적으로 유의 있게 늦게 나타났으며, 유각기 동안의 최대 슬관절 굴곡이 일어나는 시기는 계단 오르기 동작시 평균 85.16%로 평지 보

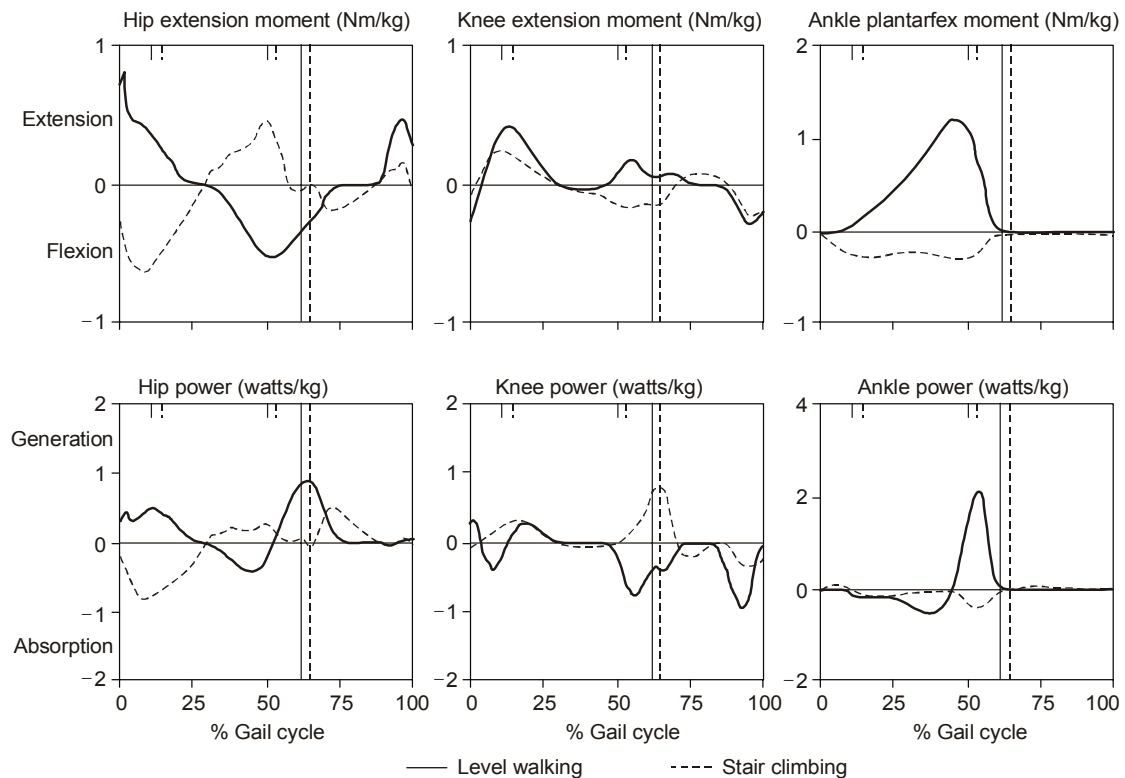


Fig. 3. Comparison of Sagittal kinetic data of hip, knee and ankle between stair climbing and level walking.

Table 2. Comparison of Kinematic Data of Hip in Sagittal Plane

Kinematic parameter	Stair climbing	Level walking
ROM ¹⁾ (°)	51.85±3.57*	42.09±3.58
Flexion angle at IC ²⁾	58.28±4.94*	35.50±5.09
Minimal flexion angle (°)	10.49±5.70*	-5.84±4.99
Maximal flexion angle (°)	62.79±4.98*	35.16±5.30
%GC ³⁾ of minimal flexion (%)	57.90±2.54*	55.90±2.71
%GC of maximal flexion (%)	94.74±2.42*	99.05±1.68

Values are mean±S.D.

1. ROM: Range of motion, 2. IC: Initial contact, 3. GC: Gait cycle

*p<0.05

Table 3. Comparison of Kinematic Data of Knee in Sagittal Plane

Kinematic parameter	Stair climbing	Level walking
ROM ¹⁾ (°)	80.59±6.81*	54.24±4.18
Flexion angle at IC ²⁾	67.88±4.29*	13.60±4.08
Minimal flexion angle (°)	15.91±4.88*	10.95±3.07
Maximal flexion angle (°)	97.40±6.39*	64.40±4.81
%GC ³⁾ of minimal flexion (%)	51.79±4.00*	42.11±4.58
%GC of maximal flexion (%)	85.16±1.80*	75.90±1.82

Values are mean±S.D.

1. ROM: Range of motion, 2. IC: Initial contact, 3. GC: Gait cycle

*p<0.05

행시 평균 75.90%에 비해 통계학적으로 유의있게 늦게 나타났다(p<0.05)(Table 3, Fig. 2). 또한 평지 보행시 슬관절에서 초기 접지기에 관찰되는 굴곡 호 (flexion arc)를 계단 오르기 동작시에는 피검자 모두에서 관찰할 수 없었다(Fig. 2).

(4) 족관절: 계단 오르기 동작시 족관절의 시상면에서의 운동범위는 평균 38.75도로 평지 보행시의 평균 28.17도에 비해 통계학적으로 유의있게 증가되어 있었으며, 초기 접지시의 족관절 배측 굴곡 각도는 계단 오르기 동작시 평균 18.46도로 평지 보행시의 평균 1.87도에 비해 통계학적으로 유의있게 배측 굴곡되어 있었고, 입각기 및 유각기의 최대 족관절 배측 굴곡 각도는 평지 보행에 비해 계단 오르기 동작시 통계학적으로 유의있게 증가되어 있었으나, 최대 족관절 족저 굴곡 각도는 계단 오르기 동작시 평균 14.98도로 평지 보행시 평균 11.25도에 비해 통계

학적으로 유의있게 족저 굴곡되어 있었다(p<0.05)(Table 4, Fig. 2). 그리고, 입각기 동안의 최대 족관절 배측 굴곡이 일어나는 시기는 계단 오르기 동작시 평균 12.53%로 평지 보행시 평균 50.42%에 비해 통계학적으로 유의있게 빠르게 나타났다(p<0.05)(Table 4, Fig. 2).

2) 운동역학적 지표 비교

(1) 고관절: 평지 보행시 체중 부하기에 평균 0.92 Nm/kg의 신전 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.57 Watts/Kg의 힘이 발생되었다가 점차 굴곡 모멘트가 발생되어 말기 입각기에 평균 0.61 Nm/kg의 굴곡 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.52 Watts/Kg의 힘이 흡수되는데 비해, 계단 오르기시에는 체중 부하기에 평균 0.58 Nm/kg의 굴곡 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.76 Watts/Kg의 힘이 흡수되었다가 점차 신전 모

Table 4. Comparison of Kinematic Data of Ankle in Sagittal Plane

Kinematic parameter	Stair climbing	Level walking
ROM ¹⁾ (°)	38.75±5.33*	28.17±5.78
Dorsiflexion angle at IC ²⁾	18.46±5.30*	1.87±2.77
Maximal dorsiflexion angle at ST ³⁾ (°)	22.34±5.04*	17.00±3.05
Maximal dorsiflexion angle at SW ⁴⁾ (°)	21.80±5.09*	5.85±3.32
Maximal plantarflexion angle (°)	14.98±5.29*	11.25±5.57
%GC ⁵⁾ of maximal dorsiflexion at ST (%)	12.53±2.65*	50.42±2.46
%GC of maximal dorsiflexion at SW (%)	94.85±4.68	89.37±4.48
%GC of maximal plantar flexion (%)	67.68±2.03	68.42±2.27

Values are mean±S.D.

1. ROM: Range of motion, 2. IC: Initial contact, 3. ST: Stance, 4. SW: Swing, 5. GC: Gait cycle

*p<0.05

Table 5. Comparison of Kinetic Data of Hip in Sagittal Plane

Phase	Kinetic parameter	Stair climbing	Level walking
Loading response	Moment ¹⁾ (Nm/Kg)	-0.58±0.11*	0.92±0.41
	Power ²⁾ (Watts/Kg)	-0.76±0.24*	0.57±0.30
Terminal stance	Moment (Nm/Kg)	0.46±0.13*	-0.61±0.17
	Power (Watts/Kg)	0.35±0.14*	-0.52±0.18

Values are mean±S.D.

1. A positive value indicates extension and negative value indicates flexion, 2. A positive value indicates generation and negative value indicates absorption.

*p<0.05

멘트가 발생되어 말기 입각기에 평균 0.46 Nm/kg의 신전 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.35 Watts/Kg의 힘이 발생되는 양상을 보여 통계학적으로 유의있는 차이를 나타내었다(p<0.05)(Table 5, Fig. 3).

(2) **슬관절:** 평지 보행시 체중 부하기에 평균 0.49 Nm/kg의 신전 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.40 Watts/Kg의 힘이 흡수되다가 점차 굴곡 모멘트가 발생되지만 전유각기에는 다시 평균 0.21 Nm/kg의 신전 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.73 Watts/Kg의 힘이 흡수되는데 비해, 계단 오르기시에는 체중 부하기에 평균 0.22 Nm/kg의 신전 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.35 Watts/Kg의 힘이 발생되다가 이후 굴곡 모멘트가 발생되어 전유각기에 평균 0.21 Nm/kg의 굴곡 모멘트가 발생되고 이때 평균 0.94 Watts/Kg의 힘이 발생되는 양상을 보여 계단 오르기 동작과 평지 보행간에 통계학적으로 유의있는 차이를 나타

내었다(p<0.05)(Table 6, Fig. 3). 평지 보행에서 관찰되지 않는 힘의 발생을 동반한 슬관절 굴곡 모멘트는 계단 오르기 동작시 전유각기에서 피검자 모두에서 관찰되었다(Table 6, Fig. 3). 계단 오르기 동작시 슬관절의 최대 신전 모멘트는 보행주기의 평균 14.30%에서 발생하여 고관절의 최대 신전 모멘트가 보행주기의 평균 51.50%에서 발생하는 것에 비해 통계학적으로 유의있게 빠르게 나타났었다(p<0.05)(Fig. 3).

(3) **족관절:** 평지 보행시 말기 입각기에 평균 1.28 Nm/kg의 최대 족저 굴곡 모멘트를 보이고 전유각기에 평균 2.38 Watts/Kg의 힘이 발생되나 계단 오르기시에는 말기 입각기에 평균 0.26 Nm/kg의 배측 굴곡 모멘트를 보이고 전유각기에 평균 0.34 Watts/Kg의 힘이 흡수되어 통계학적으로 유의있는 차이를 보였었다(p<0.05)(Table 7, Fig 3).

Table 6. Comparison of Kinetic Data of Knee in Sagittal Plane

Phase	Kinetic parameter	Stair climbing	Level walking
Loading response	Moment ¹⁾ (Nm/Kg)	0.22±0.08*	0.49±0.21
	Power ²⁾ (Watts/Kg)	0.35±0.14*	-0.40±0.29
Preswing	Moment (Nm/Kg)	-0.21±0.03*	0.21±0.10
	Power (Watts/Kg)	0.94±0.32*	-0.73±0.42

Values are mean±S.D.

1. A positive value indicates extension and negative value indicates flexion, 2. A positive value indicates generation and negative value indicates absorption.

*p<0.05

Table 7. Comparison of Kinetic Data of Ankle in Sagittal Plane

Phase	Kinetic parameter	Stair climbing	Level walking
Tst ¹⁾ -Psw ²⁾	Moment ³⁾ (Nm/Kg)	-0.26±0.06*	1.28±0.23
	Power ⁴⁾ (Watts/Kg)	-0.34±0.14*	2.38±0.73

Values are mean±S.D.

1. Tst: Terminal stance, 2. Psw: Preswing, 3. A positive value indicates extension and negative value indicates flexion, 4. A positive value indicates generation and negative value indicates absorption.

*p<0.05

고 찰

계단 오르기 동작은 일상 생활을 수행하는데 필요한 하나의 동작으로 특히, 여러 가지 하지에 영향을 미치는 질환을 앓고 있는 환자에게는 매우 힘든 동작 중의 하나로 이런 계단 오르기 동작을 정량적으로 평가하는 것은 매우 중요한 일이다. 최근까지 슬관절 동통이 있는 환자,¹⁹⁾ 인공 슬관절 치환술을 시행받은 환자,^{7,8)} 기타 슬관절 부위의 인대 손상으로 복원 수술을 한 환자의 평가¹⁰⁾에 이용되고 있다. 이러한 환자뿐만 아니라 뇌졸중, 뇌성마비, 척수손상 환자 등도 계단 오르기 동작은 매우 수행하기 힘든 동작 중의 하나로 계단 오르기 동작 분석은 그 적용 영역이 매우 넓다고 할 수 있다. 그러나 이러한 연구를 진행하기 위해서는 표준화된 계단 양식, 계단을 오르는 표준화된 방법과 표준치가 필수적이며 계단 오르기 동작의 운동형상학 및 운동역학적 이해가 매우 중요하다.

계단 오르기 동작에 대한 과거의 연구들은 주로

에너지 소모량 측정^{5,6,20)}과 안정성¹⁷⁾에 대한 연구가 대부분이었다. 그 후 1980년대에 들어서면서 계단 오르기 동작의 운동형상적, 운동역학적 분석에 관한 연구가 시작되었다.^{3,15)}

계단 오르기 동작은 지금까지 두 가지 방법이 Andriacchi 등³⁾에 의해 제시되었는데, 첫 번째는 평지 보행을 하다가 계단을 오르기 시작하는 시기의 동작을 분석하는 것으로 Yu 등²⁵⁾의 보고와 같이 계단을 오르고 있는 중의 분석에 비해 재현성에 떨어지는 단점을 가지고 있으며 엄밀히 말하면 계단 오르기 동작의 분석이라기 보다는 계단 오르기 동작 시작을 분석하는 것으로 생각된다. 그러나 이러한 분석법은 힘판을 평지에 위치시킬 수 있다는 장점이 있다. 두 번째로 계단을 오르는 동작 중간에 측정하는 것으로 평지를 보행하다가 계단을 오르기 시작하는 동작을 측정하는 것에 비해 재현성이 높고 진정한 계단 오르기 동작 분석이라 할 수 있지만 힘판을 계단 중간에 위치시켜야 하는 불편함이 있다. 본 연구에서 이용한 방법은 두 번째 방법을 일부 수정하여 개발한

방법으로 힘판은 평지에 위치시킨 상태에서 평지 아래 15 cm 깊이에서 계단 오르기 동작을 시작하여 첫 번째 계단을 밟고 올라갈 때의 동작을 분석하는 방법으로 힘판을 따로 계단 중간에 설치해야 하는 불편을 없앴다.

계단의 높이, 폭, 깊이 등 여러 가지 계단의 규격은 높이를 예로 들어도 16.55 cm부터 25.5 cm로 지금까지의 연구자마다 매우 다양하다.^{3,8,14,21,22,25)} 이는 매우 중요한 점으로 Livingston 등¹²⁾은 계단의 높이에 따라 계단 오르기 동작을 시행하여 운동형상학적 지표를 측정하였을 때 매우 상이한 결과를 얻을 수 있다고 보고하고 있다. 이에 본 연구에서는 우리나라 표준치를 제공하고자 하였고, 향후 연구에서 시행할 계단 오르기 동작 수행에 장애를 초래하는 질환을 앓고 있는 환자의 임상적 소견과 본 연구에서 개발된 계단 모델을 이용한 분석 조건과의 일치를 위해 우리나라 표준 규격을 기준으로 하여 계단을 제작하여 본 연구에 이용하였다.

또한, 운동형상적 자료 측정을 위해 기존의 연구에서는 고속 카메라나 비디오로 촬영한 후 분석하거나^{12,14)} 전기측각기를 원하는 관절에 부착하여 측정하거나^{11,21)} 삼차원 동작분석기를 이용하여 측정하는 방법을 이용해 왔다.^{7,10,25)} 본 연구에서는 모든 관절에 걸리는 모멘트나 힘뿐만 아니라 한번의 동작을 동시에 여러 측면에서 측정이 가능한 삼차원 동작분석기를 이용하여 측정하였고, 그리고 이러한 측정 방법은 여러 연구자에 의해 그 재현성이 입증되었다.^{14,25)}

본 연구에서 얻은 운동형상학적 지표를 평지 보행과 비교 분석하여 볼 때 확연히 다른 양상을 알 수 있었다. 고관절, 슬관절 모두에서 보행 동작 전반에 걸쳐 굴곡이 평지 보행시보다 통계학적으로 유의있게 증가되어 있었으며 그 변화양상은 고관절의 경우 굴곡된 상태로 시작하여 신전되었다가 다시 유각기 시기에 굴곡됨을 보여 평지 보행과 계단 오르기 동작에서 큰 차이를 발견할 수 없었으나, 슬관절의 경우 평지 보행의 모든 예에서 초기 접지기에 관찰되는 제 1차 굴곡 호(flexion arc)를 계단 오르기 동작의 모든 예에서 관찰할 수 없었다. 이는 McFadyen과 Winter의 연구¹⁴⁾와 일치하였고, 계단 오르기 동작의 최대 신전 시기와 유각기 동안의 최대 굴곡 시기가 평지 보행에 비해 통계학적으로 유의있게 늦게 일어

남을 알 수 있었다. 족관절의 경우 평지 보행시 족관절의 배측 굴곡이 진행되어 말기 입각기에 최대 배측 굴곡이 일어나고 발꿈치 떼기가 시작되면서 족저 굴곡이 일어났다가 다시 유각기 동안 배측 굴곡이 일어나는 양상을 보였으나, 계단 오르기 동작시에는 초기 접지기에 최대 배측 굴곡이 일어난 후 점차 족저 굴곡이 진행되고 발뒷꿈치 떼기가 시작되면서 계속 족저 굴곡이 진행되다가 유각기 시기에 다시 배측 굴곡이 일어나는 양상을 보여 평지 보행과 계단 오르기 동작시 확연한 차이를 관찰할 수 있었다. 이는 여러 저자의 연구와 대부분에서 일치되었는데, 다른 연구자들의 보고와 다른 점은 초기 접지시 본 연구에서는 배측 굴곡이 관찰되었으나 다른 연구자들의 보고에서는 족저 굴곡을 관찰하고 보고하였다.^{3,14)} 이러한 상이점의 원인으로는 다른 연구자들의 계단 높이^{3,8,14,21,22,25)}가 본 연구에서 이용한 계단의 높이인 15 cm보다 더 높아 본 연구에서는 높은 계단을 올라갈 때의 보상작용인 초기 접지기의 족저 굴곡이 필요 없기 때문으로 생각된다. 본 연구와 비슷한 높이인 16.5 cm의 높이의 계단을 이용한 Rowe 등²¹⁾의 연구에서는 이에 대한 언급이 없어 비교할 수 없었다. 또한 고관절, 슬관절, 족관절 모두에서 평지 보행과 비교하여 계단 오르기 동작시의 운동범위가 통계학적 의의가 있게 증가되었고, 슬관절, 고관절, 족관절의 유각기 시기에 최대 굴곡 각도가 통계학적으로 유의있게 증가하였는데 이는 다른 여러 연구자의 보고^{3,11,22,23)}와 일치하였다. 특히 슬관절의 운동범위에 대해 Laubenthal 등¹¹⁾은 계단 오르기 동작을 전기측각기를 이용하여 측정하였을 때 최대 슬관절 굴곡 각도가 약 83도라고 보고한 것과 본 연구를 비교해 볼 때 큰 차이를 관찰할 수 없었다. 이러한 현상은 계단의 높이로 인한 장애를 극복하기 위한 일련의 동작으로 판단된다. 또한 평지 보행에 비교하여 계단 오르기 동작시 각 관절의 운동범위의 증가 정도를 비교하여 보면 슬관절, 고관절, 족관절 순이었고, 이로써 계단오르기 동작 수행시 슬관절의 역할이 크다는 것을 알 수 있었다.

운동역학적 관점에서 각 관절의 모멘트와 힘을 비교하여 볼 때 본 연구에서는 계단 오르기 동작은 평지 보행과는 매우 상이한 결과를 나타내었다. 고관절의 경우 평지 보행시에는 체중 부하기에 신전 모멘트와 힘의 발생이 관찰되었으나 계단 오르기 동작

시에는 체중 부하기에 굴곡 모멘트와 힘의 흡수를 관찰할 수 있었고, 슬관절의 경우 평지 보행시에 신전 모멘트의 발생과 힘의 흡수를 관찰할 수 있었으나 계단 오르기 동작시의 모멘트는 평지 보행과 같이 신전 모멘트가 관찰되었지만 힘은 평지 보행과는 달리 힘의 발생을 보였다. 이는 Perry¹⁸⁾의 보고에서 평지 보행시 체중 부하기의 역할은 보행 충격 흡수에 있다고 제시한 바와 같이 본 연구에서도 평지 보행시 슬관절에서 힘의 흡수를 관찰할 수 있었다. 또한 계단 오르기시 체중 부하기에서 슬관절의 신전 모멘트의 발생과 힘의 발생 소견은 McFadyen과 Winter¹⁴⁾의 보고와 일치하였다. 그러나 체중 부하기에서의 고관절의 운동역학적 분석에 있어 Andriacchi 등³⁾은 외적 모멘트를 측정하였을 때 계단 오르기 동작시 고관절의 굴곡 모멘트를 관찰할 수 있다고 보고하였는데 본 연구에는 내적 모멘트를 측정하였을 때 체중 부하기에 굴곡 모멘트와 힘의 흡수가 관찰되어 내적 모멘트는 외적 모멘트에 대한 관절의 대응이라는 Andriacchi 등⁴⁾의 보고를 참조할 때 상이한 결과를 얻었고, McFadyen과 Winter¹⁴⁾의 보고와도 상반되었다. 이는 Andriacchi 등³⁾이 이용한 계단의 높이가 25.5 cm이었고 McFadyen과 Winter¹⁴⁾가 이용한 계단의 높이가 22 cm로 본 연구에서 이용한 계단의 높이가 15 cm임을 고려하여 볼 때 계단의 높이에 따라 고관절의 역할에 차이가 있을 것으로 생각되어진다. 또한, 다른 한편으로는 Andriacchi 등³⁾의 측정 방법은 단순히 힘판과 각 관절과의 관계를 유추한 방법으로 Well 등²³⁾이 보고한 바와 같이 각 부위의 무게, 관성 등 모멘트에 영향을 줄 수 있는 요소가 무시되어 본 연구와 정확히 비교하는데는 무리가 있을 것으로 생각된다.

힘의 발생을 동반한 신전 모멘트의 발현시기를 살펴보면 본 연구에서 평지 보행의 경우 고관절에서는 체중 부하기에 발생하고 슬관절에서는 중간 입각기에 발생하는데 비해 계단 오르기 동작의 경우 슬관절에서 힘의 발생을 동반한 신전 모멘트는 체중 부하기에 발생하고 고관절에서는 그 이후 말기 입각기에 신전 모멘트가 발생하였다. 이는 평지 보행과는 달리 슬관절의 신근이 계단 오르기 초기에 하지를 신전시키는 역할을 함을 추정할 수 있고 이는 McFadyen과 Winter¹⁴⁾의 추정과 일치한다. 이러한 평지 보행과는 다른 양상은 Shinno²²⁾의 연구에

서 대퇴사두근이 체중 부하기에 활성화된다는 보고와 Lyons 등¹³⁾의 연구에서 고관절 신근이 체중 부하기부터 중간 입각기 동안 근전도 활성도를 보인다는 보고와 비슷하다. 또한 전유각기 시기에 평지 보행의 경우 전혀 관찰되지 않는 슬관절 굴곡 모멘트가 계단 오르기시에 관찰되고 이때 힘이 발생되는 것을 본 연구에서 관찰할 수 있었는데, 이는 계단의 높이 위로 발이 걸리지 않기 위한 노력의 일환으로 생각되며, 이는 Lyons 등¹³⁾의 연구에서 슬관절 굴근인 대퇴이두근의 근전도 활성도가 전유각기에 관찰되는 것과 동일한 결과를 본 연구에서 얻었다.

본 연구의 제한점으로는 일정 연령의 동일한 성을 가진 피검자만을 대상으로 하였기 때문에 향후 각 연령 및 성별에 따른 계단 오르기 동작의 결과를 분석하여 표준치의 제공이 필요할 것으로 생각되며, 동적 근전도를 같이 측정하지 않아 근육 또는 인대 등의 연부 조직에서 발생하는 모멘트를 정확히 설명하기 어렵다는 점, 그리고 다른 연구^{14,25)}에서 이미 증명되었지만 재현성에 대한 연구가 되어 있지 않다는 점으로 역시 이에 대한 연구가 필요할 것으로 생각되며, 향후 계단 오르기 동작에 장애를 보이는 질환을 가지고 있는 환자에 대한 연구로 본 계단 오르기 동작 분석 방법이 실제적인 도움이 될 수 있는지, 또한 임상 증상과 계단 오르기 동작 분석 결과와 어떤 연관관계를 갖는지에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

결 론

본 연구는 20명의 20~30대 남자를 대상으로 하여 계단 오르기 동작과 평지 보행을 힘판이 내장된 삼차원 동작분석기를 이용하여 비교 분석하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1) 계단 오르기 동작시 평지 보행에 비해 고관절, 슬관절, 족관절 모두에서 운동범위와 유각기 동안의 최대 굴곡 각도가 통계학적으로 유의있게 증가하였고, 슬관절의 경우 평지 보행의 초기 접지기에 관찰되는 첫 번째 굴곡 호를 피검자 모두에서 관찰할 수 없었으며, 족관절의 경우 최대 배측 굴곡 각도가 발생하는 시점이 평지 보행시보다 통계학적으로 의의

있게 빠르게 나타났다.

2) 평지 보행시 보이는 체중 부하기의 고관절의 신전 모멘트, 족관절의 족저 굴곡 모멘트 대신 계단 오르기 동작시에는 고관절의 굴곡 모멘트, 족관절의 배측 굴곡 모멘트를 관찰할 수 있었고, 평지 보행에서 관찰되지 않는 힘의 발생을 동반한 슬관절 굴곡 모멘트가 계단 오르기 동작시 전유각기에서 피검자 모두에서 관찰되었으며, 슬관절의 신전 모멘트가 고관절의 신전 모멘트에 비해 통계학적으로 유의있게 빠르게 나타났다.

상기 결과로 보아 계단 오르기 동작은 운동형상학 및 운동역학적 측면에서 평지 보행과는 다른 양상을 나타냄을 관찰할 수 있었고, 본 연구에서 그 표준치를 제시함으로써 계단 오르기 동작 분석이 평지 보행 분석과 함께 향후 연구에 도움을 줄 수 있으리라 생각된다.

참 고 문 헌

- 권도윤, 성인영, 유종운, 하상배: 한국 성인의 3차원적인 보행분석. 대한재활의학회지 1988; 22: 1107-1113
- 임호정, 강용철: 주택건설법규편람, 제 1판, 서울: 사법행정문화원, 1993, pp354
- Andriacchi TP, Andersson GBJ, Fermier RW, Galante JO, Stern D: A study of lower limb mechanics during stair-climbing. J Bone Joint Surg 1980; 62-A: 749-757
- Andriacchi TP, Mikosz RP: Musculoskeletal dynamics, locomotion, and clinical application. In: Mow VC, Hayes WC, editors. Basic orthopaedic biomechanics, New York: Raven Press, 1997, pp51-92
- Benedict FG, Parmenter HS: The energy metabolism of women while ascending and descending stairs. Am J Physiol 1928; 84: 675-698
- Dean GA: An analysis of the energy expenditure in level and grade walking. Ergonomics 1965; 8: 31-47
- Jevsevar DS, Riley PO, Hodge WA, Krebs DE: Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects with knee arthroplasty and in healthy control subjects. Phys Ther 1993; 73(4): 229-242
- Kelman GJ, Biden EN, Wyatt MP, Ritter MA, Colwell CW Jr: Gait laboratory analysis of a posterior cruciate-sparing total knee arthroplasty in stair ascent and descent. Clin Orthop 1989; 248: 21-25
- Kirkwood RN, Culham EG, Costigan P: Hip moments during level walking, stair climbing, and exercise in individual aged 55 years or older. Phys Ther 1999; 79(4): 360-370
- Kowalk DL, Duncan JA, McCue FC, Vaughan CL: Anterior cruciate ligament reconstruction and joint dynamics during stair climbing. Med Sci Sport Exerc 1997; 29(11): 1406-1413
- Laubenthal KN, Smidt GL, Kettelkamp DB: A quantitative analysis of knee motion during activities of daily living. Phys Ther 1972; 52: 34-42
- Livingston LA, Stevenson JM, Olney SJ: Stair climbing kinematics on stairs of differing dimensions. Arch Phys Med Rehabil 1991; 72: 398-402
- Lyons K, Perry J, Gronley JK, Barnes L, Antonelli D: Timing and relative intensity of hip extensor and abductor muscle action during level and stair ambulation. An EMG study. Phys Ther 1983; 63(10): 1597-1605
- McFadyen BJ, Winter DA: An integrated biomechanical analysis of normal stair ascent and descent. J Biomech 1988; 21: 733-744
- McIntyre DR, Bruya LD, Eubank KM, Jackson AW: Gait characteristics of children during free ascent climbing performance. Human Move Sci 1982; 1: 201-214
- Oberg T, Karszina A, Oberg K: Basic gait parameter: Reference data for normal subjects, 10~79 years of age. J Rehabil Res Dev 1994; 31: 199-213
- Pauls JL: Review of stair-safety research with an emphasis on Canadian studies. Ergonomics 1985; 28: 999-1010
- Perry J: Gait analysis-normal and pathological function, 1st ed, Thorofare: Slack, 1992, pp9-16
- Power CM, Landel R, Perry J: Timing and intensity of vastus muscle activity during functional activities in subjects with and without patellofemoral pain. Phys Ther 1996; 76(9): 946-955
- Ramanathan NL, Kamon E: The application of stair-climbing to ergometry. Ergonomics 1974; 17: 13-22
- Rowe PJ, Myles CM, Walker C, Nutton R: Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? Gait Posture 2000; 12(2): 143-155
- Statico-dynamic Analysis of Movement of the Knee. V. Analysis of knee function in ascending and descending stairs. Tokushima J Experi Med 1968; 15(1): 53-57
- Well R: The protection of the ground reaction force as a predictor of internal joint moments. Bull Prost

- Res 1981; 18: 15-19
- 24) Wright V: Mobility in the elderly: the problems of arthritis. Curr Med Res Opin 1982; 7(1): 28-32
- 25) Yu B, Kienbacher T, Growney ES, Johnson ME, KN: Reproducibility of the kinematics and kinetics of the lower extremity during normal stair-climbing. J Orthop Res 1997; 15: 348-352
-